

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicants:	Yoshitaka Honda, et al.	Examiner:	Unassigned
Serial No:	To be assigned	Art Unit:	Unassigned
Filed:	Herewith	Docket:	17506
For:	ULTRASOUND PUNCTURE SYSTEM	Dated:	March 2, 2004

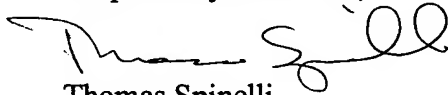
Mail Stop Patent Application
Commissioner for Patents
P.O. Box 1450
Alexandria, VA 22313-1450

CLAIM OF PRIORITY

Sir:

Applicants in the above-identified application hereby claim the right of priority in connection with Title 35 U.S.C. § 119 and in support thereof, herewith submit a certified copy of Japanese Patent Application No. 2003-062050 (JP2003-062050) filed March 7, 2003.

Respectfully submitted,



Thomas Spinelli
Registration No.: 39,533

Scully, Scott, Murphy & Presser
400 Garden City Plaza
Garden City, New York 11530
(516) 742-4343

CERTIFICATE OF MAILING BY "EXPRESS MAIL"

Express Mailing Label No.: EV213901468US

Date of Deposit: March 2, 2004

I hereby certify that this correspondence is being deposited with the United States Postal Service "Express Mail Post Office to Addressee" service under 37 C.F.R. § 1.10 on the date indicated above and is addressed to Mail Stop Patent Application, Commissioner for Patents, P.O. Box 1450, Alexandria, VA 22313-1450.

Dated: March 2, 2004



Thomas Spinelli

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日 2003年 3月 7日
Date of Application:

出願番号 特願2003-062050
Application Number:
[ST. 10/C]: [JP2003-062050]

出願人 オリンパス株式会社
Applicant(s):

2003年10月31日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今井 康



出証番号 出証特2003-3090473

【書類名】 特許願

【整理番号】 03P00052

【提出日】 平成15年 3月 7日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 17/34
A61B 18/00

【発明の名称】 超音波穿刺システム

【請求項の数】 2

【発明者】

【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目 4 3 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内

【氏名】 本田 吉隆

【発明者】

【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目 4 3 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内

【氏名】 木村 健一

【発明者】

【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目 4 3 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内

【氏名】 石川 学

【発明者】

【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目 4 3 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内

【氏名】 野田 賢司

【発明者】

【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目 4 3 番 2 号 オリンパス光学工業株式会社内

【氏名】 佐野 大輔

【発明者】

【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス光学
工業株式会社内

【氏名】 木村 修一

【特許出願人】

【識別番号】 000000376

【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号

【氏名又は名称】 オリンパス光学工業株式会社

【代理人】

【識別番号】 100076233

【弁理士】

【氏名又は名称】 伊藤 進

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 013387

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9101363

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 超音波穿刺システム

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波発生手段としての超音波振動子と収納したハンドピースと、

穿刺しようとする生体壁に超音波を伝達する穿刺用のプローブと、

プローブを覆い、ハンドピースに装着される外套管と、

上記超音波振動子を駆動するエネルギーを供給する超音波電源装置とを備えた超音波穿刺システムにおいて、

上記超音波電源装置は超音波振動子へのエネルギー供給を停止する停止手段と、

生体壁にプローブを穿刺する際の穿刺状況をインピーダンスにより検出するインピーダンス検出手段と、

外套管とプローブとの先端開口に流体を供給する流体供給手段とを有し、

プローブが生体壁を貫通したことを上記検出手段にて検出し、その検出出力により超音波振動子へのエネルギーの供給を停止することを特徴とする超音波穿刺システム。

【請求項 2】 超音波発生手段としての超音波振動子と収納したハンドピースと、

穿刺しようとする生体壁に超音波を伝達する穿刺用のプローブと、

プローブを覆い、ハンドピースに装着される外套管と、

上記超音波振動子を駆動するエネルギーを供給する超音波電源装置とを備えた超音波穿刺システムにおいて、

上記超音波電源装置は超音波振動子へのエネルギー供給を停止する停止手段と、

前記プローブ先端部と、プローブ先端部により穿刺される生体壁に設置された電極とのインピーダンスを検出するインピーダンス検出手段とを有し、

プローブが生体壁を貫通したことを上記インピーダンス検出手段にて検出し、その検出出力により超音波振動子へのエネルギーの供給を停止することを特徴とする超音波穿刺システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は腹腔壁等に超音波振動によって穿刺する超音波穿刺システムに関する。

【0002】

【従来の技術】

腹腔壁等に超音波振動によって穿刺する超音波穿刺システムの従来例として、特開平7-51281号公報、特開2001-104322号公報がある。

特開平7-51281号公報では、先端が鈍であるプローブの超音波振動によって組織に穿孔する超音波トロッカーにおいて、プローブのインピーダンスや出力電圧及び出力電流の位相差を検出する。

【0003】

上記検出結果により組織を穿孔したことを判断し、振動している先端部分の超音波振動レベルを停止若しくは不活性なアイドリング状態に停止させることによって、穿孔による組織損傷を防止する超音波トロッカーが提供されている。

【0004】

一方、特開2001-104322号公報では、超音波プローブ先端が開口した貫通口を形成し、左記貫通口に弾性的に付勢される手段で固定された棒状部材が挿通している。

上記プローブの先端が組織に穿孔した際には、棒状部材の移動によってプローブ先端が突き抜けたことが検知されるようにした超音波トロッカーが開示されている。

【0005】

【特許文献1】

特開平7-51281号公報

【0006】

【特許文献2】

特開2001-104322号公報

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、特開平 7-51281 号公報では、穿刺する際に超音波振動するプローブとプローブの外周を保護する外套管との間に組織や体液が入り込むことで超音波プローブに一定の負荷がかかってしまう。

よって、プローブには一定のインピーダンスが定常的に検出される為、インピーダンス等だけで穿刺が完了した事を判断することは極めて困難である。

【0008】

また、プローブと外套管との間に組織や体液が入り込んだ状態で穿刺が完了した状態におけるインピーダンスと非常に軽い力量で組織に押し当てている時に検出されるインピーダンスの情報は酷似しているため、前記の違いを判別する事は困難であり、組織への押し当て力量が低かったが為に、何度も超音波出力の再開をしなければならないのは非常に煩雑な操作である。

【0009】

図 17 を参照して従来例による問題点をより詳細に説明する。

図 17 (A) は、プローブに対して検出される駆動インピーダンスの変化を示す。ここで、太い破線で示す曲線は、プローブと外套管との間に体液や組織が入り込まなかった正常状態における駆動インピーダンスの変化を示しており、ケース K1 とする。

【0010】

一方、太い実線で示す曲線は、プローブと外套管との間に体液や組織が入り込んだ場合の駆動インピーダンスの変化を示しており、ケース K2 とする。

【0011】

図 17 (B) は出力 SW を ON/OFF している期間を示す。また、図 17 (C) は実際に超音波エネルギーが穿刺用の超音波プローブに供給されている超音波出力の期間を示す。

【0012】

横軸に示す時間 t a の期間は出力 SW が OFF である為、超音波出力もされず、駆動インピーダンスも「0」の期間である。横軸における t b の期間は出力 SW が ON である為、超音波出力もされており、皮膚組織等にプローブが接触し、

穿刺する為に徐々に駆動インピーダンスが上昇し、ある一定値で定常状態となる。

【0013】

ここでケースK1のようにプローブと外套管との間に体液や組織が入り込まなかった時に穿刺が終了した直後の駆動インピーダンスを閾値Dとして設定した場合、ケースK2のようにプローブと外套管との間に体液や組織が入り込んだ状態で穿刺が終了しても、プローブと外套管との間の異物によって一定の駆動インピーダンスより下がらない場合も存在する。

【0014】

故に図17(C)の斜線で示す期間つまり t_c の期間においては、出力SWをOFFするまで超音波エネルギーが供給されつづける為に、振動している先端部分の超音波振動レベルを停止若しくは不活性なアイドリング状態に停止させることが確実に実現できるとは言いがたい。

【0015】

また、図18を参照して従来例によるもう一例の問題点を説明する。

図18(A)は、検出される駆動インピーダンスの変化を示す。

太い破線は、プローブと外套管との間に体液や組織が入り込まなかった正常状態における駆動インピーダンスの変化を示しており、やはりケースK1とする。

一方太い実線は、プローブと外套管との間に体液や組織が入り込まなかったものの穿刺用ハンドピースを皮膚組織へ押し付ける力量を途中で弱めてしまった場合の駆動インピーダンスの変化を示しており、ケースK3とする。

【0016】

図18(B)は出力SWをON/OFFしている期間を示す。また、図18(C)は実際に超音波エネルギーが穿刺用ハンドピース2に供給されている期間を示す。

横軸における t_a の期間は出力SWがOFFである為、超音波出力もされず、駆動インピーダンスも「0」の期間である。横軸における t_d の期間は出力SWがONである為、超音波出力もされていて皮膚組織にプローブが接触し穿刺する為に徐々に駆動インピーダンスが上昇し、ある一定値で定常状態となる。

【0017】

ここでケースK1のようにプローブと外套管との間に体液や組織が入り込まずに、且つ一定の力量で穿刺用ハンドピースを皮膚組織に押し付け穿刺が終了した直後の駆動インピーダンスを閾値Dより十分高い閾値Eとして設定している。

【0018】

これによって図17を参照して述べたようなプローブと外套管に体液や組織が入り込んだ状態における駆動インピーダンスの変化を十分検出することが可能となる。

【0019】

しかし、ケースK3のように皮膚組織に対して穿刺する力量を弱めることによって駆動インピーダンスは瞬時に閾値Eを下回ってしまう。

【0020】

つまり、超音波エネルギーを供給している t_e の期間は、本来所望である穿刺終了する期間 t_d の終了時より t_f の期間だけ短い期間で超音波エネルギーの供給を停止している事となる。

【0021】

これは超音波出力で見ると斜線の部分だけ超音波エネルギーを供給しない期間が存在することとなり、振動している先端部分の超音波振動レベルを停止若しくは不活性なアイドリング状態に停止させることが確実に実現できるとは言えるものの超音波穿刺用ハンドピースがその医学的効能を十分発揮しているとはいえない。

一方、特開2001-104322号公報では、超音波プローブの先端部分が超音波振動しない棒状手段であることから、穿刺能力が低減してしまう。

【0022】

(発明の目的)

本発明は上記問題点に鑑みてなされたものであり、穿刺状況をより正確に把握判断でき、穿刺処置するのに適した超音波穿刺システムを提供することを目的とする。

【0023】

【課題を解決するための手段】

超音波発生手段としての超音波振動子と収納したハンドピースと、
穿刺しようとする生体壁に超音波を伝達する穿刺用のプローブと、
プローブを覆い、ハンドピースに装着される外套管と、
上記超音波振動子を駆動するエネルギーを供給する超音波電源装置とを備えた超音波穿刺システムにおいて、

上記超音波電源装置は超音波振動子へのエネルギー供給を停止する停止手段と、
生体壁にプローブを穿刺する際の穿刺状況をインピーダンスにより検出するインピーダンス検出手段と、

外套管とプローブとの先端開口に流体を供給する流体供給手段とを有し、
プローブが生体壁を貫通したことを上記検出手段にて検出し、その検出出力により超音波振動子へのエネルギーの供給を停止することにより、外套管とプローブとの先端開口に組織等が入り込まないようにでき、より正確に穿刺状況を把握できるようにしている。

【0024】**【発明の実施の形態】**

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第1の実施の形態)

図1ないし図5は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は第1の実施の形態の超音波穿刺システムの全体構成を示し、図2は図1の内部構成を示し、図3は駆動インピーダンス検出回路の構成を示し、図4は判別回路の内部構成を示し、図5は判別回路各部の波形によりその動作を示す。

【0025】

図1に示すように本発明の超音波穿刺システム1は、超音波による穿刺を行う超音波穿刺用処置具2と、この超音波穿刺用処置具2を駆動する高周波の電気エネルギーを供給する電源装置3と、この電源装置3に接続され、電源装置3から超音波穿刺用処置具2に供給される電気エネルギーのON/OFFを行うフットスイッチ等で形成される出力スイッチ4と、電源装置3に接続され、超音波穿刺用処置具2に流体を供給する流体を格納した流体タンク5とを備えている。

【0026】

超音波穿刺用処置具 2 は、手元側に設けられ、術者により把持される超音波振動子 6 を収納した振動子収納部 7 を有するハンドピース 8 と、このハンドピース 8 にその基端が連結され、円錐形状に尖った先端部 9 a 側に超音波を伝達して穿刺の処置を行う超音波プローブ 9 と、この超音波プローブ 9 を覆い、ハンドピース 8 に着脱自在の外套管 10 とを有する。

【0027】

また、この超音波穿刺用処置具 2 は、ハンドピース 8 の後端から電気ケーブル 11 が延出され、この電気ケーブル 11 の後端に設けた電気プラグ 12 は、電源装置 3 の出力コネクタ 13 に着脱自在に接続され、この接続により電源装置 3 から超音波振動子 6 に高周波の電気エネルギーを供給できるようにしている。

【0028】

また、ハンドピース 8 に装着される外套管 10 における後端部の外周面の口金 14 にはチューブ 15 の一端が接続され、このチューブ 15 の他端は電源装置 3 の流体供給コネクタ 16 に着脱自在で接続され、この接続により流体タンク 5 からの流体を外套管 10 の内側を通して超音波プローブ 9 の先端側に送ることができるようにしている。

【0029】

電源装置 3 には、例えばその前面に上述した出力コネクタ 13、流体供給コネクタ 16 の他に電源の ON/OFF を行う電源スイッチ 17 及び出力状態の表示や設定等を行うフロントパネル 18 とが設けてある。

【0030】

図 2 は穿刺対象物としての例えば皮膚組織 21 に対して超音波穿刺用処置具 2 により処置する状態での図 1 の内部構成を示す。

ハンドピース 2 を形成する振動子収納部 7 の内部には電気音響変換する機能を有する、例えば円板状の圧電素子が複数、両面に電極を取り付けた状態でボルト締め等して形成された超音波振動子 6 が配置され、電極に接続した電気ケーブル 11 の端部に設けた電気プラグ 12 を電源装置 3 の出力コネクタ 13 に接続することにより、高周波電気エネルギーを超音波振動子 6 に印加して、超音波振動させ

ることができるようにしている。

【 0 0 3 1 】

この超音波振動子 6 の前端面には、棒状の超音波プローブ 9 における例えばテーパ状に拡径にした基端部が締結されており、超音波振動子 6 による超音波振動を超音波プローブ 9 の先端部 9 a に伝達する。

【 0 0 3 2 】

振動子収納部 7 の前端には、外套管 1 0 の基端部が例えば螺着等により、着脱可能に装着され、この外套管 1 0 の中空部内に隙間 2 2 が形成される状態で超音波プローブ 9 が挿通され、この超音波プローブ 9 の尖った形状にした先端部 9 a は外套管 1 0 の先端の開口 2 3 から少し突出し、穿刺し易い形状にしている。

また、外套管 1 0 の基端部には口金 1 4 が設けてあり、チューブ 1 5 を介して電源装置 3 の流体供給コネクタ 1 6 に接続される。

【 0 0 3 3 】

電源装置 3 には流体タンク 5 に一端が、流体供給コネクタ 1 6 に他端が接続したポンプ 2 4 を内蔵し、このポンプ 2 4 により流体タンク 5 の流体を流体供給コネクタ 1 6 に接続されたチューブ 1 5 を介して外套管 1 0 の口金 1 4 に供給し、この口金 1 4 からさらに超音波プローブ 9 が挿通された外套管 1 0 の隙間 2 2 を経てその先端の開口 2 3 側に流体を供給可能にしている。

【 0 0 3 4 】

また、この電源装置 3 内には超音波振動子 6 を超音波励振させるための周波数で発振する発振器 2 6 が設けてあり、この発振器 2 6 の発振信号は増幅する増幅器 2 7 により電力増幅されて振動子駆動用の電気エネルギーとしての振動子駆動信号となる。

【 0 0 3 5 】

この振動子駆動信号はその電流成分及び電圧成分を検出して超音波穿刺用処置具 2 の駆動インピーダンスを検出する駆動インピーダンス検出回路 2 8 を経てこの振動子駆動信号の給電ライン上に設けられた遮断スイッチ 2 9 を経た後、さらに電氣的な絶縁を確保しつつ、振動子駆動信号を二次側に伝達する絶縁トランス 3 0 を経て出力コネクタ 1 3 から信号ケーブル 1 1 を経て超音波振動子 6 に印加

される。

【0036】

また、電源装置 3 内には、電源装置 3 全体の動作を制御する制御手段 31 が設けられている。この制御手段 31 は出力スイッチ 4、ポンプ 24、発振器 26、駆動インピーダンス検出回路 28、遮断スイッチ 29 と接続されている。

そして、出力スイッチ 4 の操作に応じて、発振器 26 の発振／発信停止の制御、ポンプ 24 の動作の制御及び遮断スイッチ 29 の制御を行うと共に、駆動インピーダンス検出回路 28 による駆動インピーダンス検出の結果に応じて遮断スイッチ 29 の（ON から）OFF により超音波振動子 6 への電気エネルギーへ供給停止の制御やフロントパネル 18 での表示制御等を行う。また、この制御手段 31 は穿刺の処置を行っている場合には、ポンプ 24 を動作状態に設定する制御を行う。

【0037】

本実施の形態では、超音波穿刺用処置具 2 を用いて、図 2 に示すように穿刺対象物としての例えば皮膚組織 21 に超音波プローブ 9 の先端部 9a により穿刺を行う場合、その外周面を覆う外套管 10 内の隙間 22 を通して流体を供給し、先端部 9a の周囲に体液や組織等の異物が入り込まないようにした状態で行うことができる構成にしている。

【0038】

このように外套管 10 の先端の開口 23 に体液や組織等の異物が入り込まないようにすることにより、穿刺状況を検出するインピーダンス検出の精度を向上できるようにしている。より具体的には、図 17 のケース K2 のようになる要因を排除し、精度良く穿刺状況を検出できるようにしている。

【0039】

次に図 3 を参照して駆動インピーダンス検出回路 28 の構成を説明する。

増幅器 27 の出力信号は駆動インピーダンス検出回路 28 を構成する電流検出回路 33 に入力され、この電流検出回路 33 により振動子駆動信号における電流成分の位相及び振幅が検出される。

【0040】

また電圧検出回路 34 により振動子駆動信号における電圧成分の位相及び振幅が検出され、両検出回路 33, 34 の出力信号は割り算器 35 に入力され、検出された電圧を電流で割り算して駆動インピーダンスが検出され、この割り算器 35 で検出された駆動インピーダンスは制御手段 31 の判別回路 36 に入力される。なお、電圧検出回路 34 を経た振動子駆動信号は遮断スイッチ 29 側に伝達される。

【0041】

図 4 は駆動インピーダンス検出回路 28 により検出された駆動インピーダンス及び出力スイッチ 4 の操作信号が入力される（制御手段 31 における）判別回路 36 の構成を示す。

【0042】

出力スイッチ 4 による操作信号（a）は比較器 41 の一方の入力端に印加される。出力スイッチ 4 は OFF 状態では GND レベルにプルダウンされ、ON されることにより、電源端等の所定の電圧が発生するように設定されており、比較器 41 は、他方の入力端に印加される（前記所定の電圧より低く設定された）基準電圧 42 と比較することにより、出力スイッチ 4 の ON/OFF 操作を判別した判別信号（b）を出力する。

【0043】

この比較器 41 による判別信号（b）は AND ゲート 43 の一方の入力端及び D 型フリップフロップ 50 のプリセット端子 PR に印加される。そして、この判別信号（b）が H ロジックである場合のみ、フリップフロップ 50 をイネーブル（動作状態）に設定する。

【0044】

また、インピーダンス検出回路 28（の割り算器 35）から入力されるインピーダンス信号（c）は比較器 44 の一方の入力端に印加され、他方の入力端に印加された基準インピーダンス 45（図 4 では簡単化のため、電圧源で示している）と比較した比較結果（判別結果）の判別信号（d）を出力する。この基準インピーダンスは超音波プローブ 9 の先端部 9a が皮膚組織 21 を貫通した場合を判断する閾値 A（図 5 参照）に設定されている。

【0045】

そして、検出されるインピーダンスの値がこの閾値A以下になった場合には、皮膚組織21を貫通したと判断する判別信号(d)を出力し、図5で説明するように超音波振動子6へのエネルギー供給を停止させるようにしている。

【0046】

この判別信号(d)は、入力信号を反転する反転ゲート46を経て反転信号(e)となり、ANDゲート47に入力される。また、この判別信号(d)は可変抵抗48及び可変コンデンサ49により信号波形の立ち上がり及び立ち下がりを選らしたローパスフィルタ(LPF)を通した(或いは積分された)信号(f)となり、ANDゲート47の他方の入力端に印加される。

【0047】

このANDゲート47は反転信号(e)と積分信号(f)との論理積を取った信号(g)を生成し、この信号(g)はANDゲート43の他方の入力端に印加される。このANDゲート43は判別信号(b)と信号(g)の論理積を取った信号(h)を生成し、この信号(h)はD型フリップフロップ50のクロック端子CLに印加され、その立ち上がりエッジで入力端Dで取り込んだ信号を出力する。

【0048】

また、このD型フリップフロップ50では入力端Dは反転出力端に接続され、この反転出力端から出力信号(i)を遮断スイッチ29及び発振器26とに出力する。

【0049】

このような構成による本実施の形態の超音波穿刺用処置具2で生体壁、具体的には腹部等の皮膚組織21に対し、図2に示すように設定して硬性内視鏡や処置具を挿入するための穿刺用の孔を設ける場合の動作を説明する。

【0050】

この場合、出力スイッチ4をONにすると、制御手段31は発振器26を発振状態に設定すると共に、遮断スイッチ29を閉状態(ON)状態に設定し、超音波振動子6にはこの超音波振動子6を駆動する駆動エネルギーが供給される。

【0051】

すると、駆動インピーダンス検出回路28は、その際のインピーダンスを検出し、図5に示す判別回路36に送り、判別回路36は入力されるインピーダンスにより超音波プローブ9の先端部9aが皮膚組織21を穿刺している際の穿刺状況を判断する。そして、以下に説明するように検出されるインピーダンスが閾値A以下になると、遮断スイッチ29等をOFFにし、超音波振動子6に供給されている駆動エネルギーを停止する。

【0052】

図4に示す駆動インピーダンス検出回路28による動作における各部の信号波形を図5に示す。

時刻t0における各信号の初期値及び初期状態は信号(a)がOFF、信号(b)がLロジック、信号(c)が0V、信号(d)がLロジック、信号(e)がHロジック、信号(f)がLロジック、信号(g)がLロジック、信号(h)がLロジック、信号(i) Lロジックである。

【0053】

そして、時刻t1のタイミングで出力スイッチ4が押下されると、信号(a)がONに遷移する。これによって比較器41の出力信号(b)はHロジックに遷移する。信号(b)がHロジックに遷移することによってD型フリップフロップ50はリセットされるので信号(i)はHロジックとなる。

信号(i)が接続される発振器26がイネーブルになり、若しくは遮断手段29は閉極(導通状態)となる。

【0054】

時刻t2のタイミングで駆動インピーダンスが上昇し、基準インピーダンス45の設定値、つまり閾値Aを超えると、比較器44の出力信号(d)がHロジックに遷移する。

【0055】

その結果、反転ゲート46を介した信号(e)はLロジックとなる。また信号(d)は可変抵抗48及び可変コンデンサ49にて構成されるLPFを介する為、t3まで徐々に電位が上昇する。

【0056】

この状態では、期間 t_4 にて穿刺力量が減少することに伴う駆動インピーダンスの低下が発生しても、十分低い値に閾値 A を設定している為に、比較器 44 の出力信号 (d) が L ロジックに遷移することはない。

【0057】

その後、時刻 t_5 では、超音波穿刺用処置具 2 による超音波プローブ 9 の先端部 9a が皮膚組織 21 を貫通し、駆動インピーダンスが十分下がった事を閾値 A と比較し判断する。

その判断結果の信号 (d) は L ロジックに遷移する。

これに伴って反転ゲート 46 を介した信号 (e) は H ロジックに遷移する。

【0058】

一方で可変抵抗 48 及び可変コンデンサ 49 にて構成される LPF を介した信号 (f) のレベルは徐々に低下し、AND ゲート 47 における L と H レベルとの閾値 A 以下に下がることになる。

【0059】

そして、信号 (g) は信号 (e) と信号 (f) が共に H ロジックの場合のみ H ロジックとなる為、時刻 t_5 から t_6 までの期間のみ H ロジックとなる。また、信号 (h) は信号 (g) と信号 (b) が共に H ロジックの場合のみ H ロジックとなる為、時刻 t_5 から t_6 までの期間、H ロジックとなる。最終段の D 型フリップフロップ 50 は信号 (h) がアップエッジとなった瞬間に出力信号 (i) を L ロジックに遷移させる。

【0060】

故に信号 (i) が接続される発振器 26 がディゼーブルになり、若しくは遮断スイッチ 29 は開極（非導通状態）となり、超音波振動子 6 に供給されていた駆動エネルギーは停止される。

【0061】

従って本実施の形態は以下の効果を有する。

超音波プローブ 9 と外套管 10 との間に流体を供給する事によってプローブ 9 の先端部 9a と外套管 10 の間に体液や組織等の異物が混入する事が無い為、穿

刺している際の超音波穿刺用処置具 2 の駆動インピーダンスを忠実に検出することができ、精度良く穿刺状況を検出することができる。

また、超音波穿刺用処置具 2 が穿刺したことを検出・判断・停止する回路を簡易且つ安価に構成することができる。

【0062】

(第 2 の実施の形態)

次に図 6 及び図 7 を参照して本発明の第 2 の実施の形態を説明する。図 6 は本発明の第 2 の実施の形態における電源装置 3 B 内の主要部の内部構成を示す。

本実施の形態における電源装置 3 B では、インピーダンス検出回路 28 は、増幅器 27 より出力される駆動信号の電流成分を検出する電流検出手段 34 と、その電圧成分を検出する電圧検出手段 35 と、各検出回路 34, 35 それぞれのアナログデータをデジタルデータに変換する A/D コンバーター 51、52 とから構成されている。

【0063】

また、制御手段 31 は、A/D コンバーター 51、52 からそれぞれ電流及び電圧のデジタルデータが入力される CPU 53 と、この CPU 53 に接続され、その動作プログラムやその動作に関連するデータを格納（記憶）した ROM 54 及び CPU 53 の作業エリアとして使用されたり、処理のために一時的にデータが格納される RAM 55 とから構成されている。

【0064】

そして、図 7 で詳細に説明するように、CPU 53 は電流検出手段 34 及び電圧検出手段 35 により検出され、A/D コンバーター 51、52 により変換されたデジタルデータを取り込み、そのインピーダンスを算出する演算を行い、そのインピーダンスが第 1 の実施の形態で説明した閾値 A 等と比較する演算等を行って確実に穿刺したかの判断処理を行う。

【0065】

その他、超音波穿刺用処置具 2 等の構成は第 1 の実施の形態と同様であるのでその説明を省略する。

このような構成における駆動インピーダンスの検知方法、つまり CPU 53 に

て実行される処理手順を図 7 のフローチャートを参照して説明する。

【0066】

超音波穿刺用処置具 2 を電源装置 2 B に接続し、電源スイッチを ON にすることにより、ステップ S 1 の処置開始となる。

次のステップ S 2 では、出力スイッチとしての出力スイッチ 4 にて超音波出力が開始されるステップである。また、このステップでフラグ E 及びデータ I、V、Z に 0 を代入し初期処理を行なう。

【0067】

ここで、データ I は電流用のデータ、V は電圧用のデータ、Z はインピーダンス用データがそれぞれ格納される例えば CPU 53 内の格納用レジスタである。(RAM 55 に設定した記憶領域を用いても良い)。

【0068】

次のステップ S 3 で、CPU 53 は A/D コンバータ 51 を経て検出される電流データを I に保存する。また、次のステップ S 4 で、検出される電圧データを V に保存する。電流データ I と電圧データとを取り込むと、CPU 53 は次のステップ S 5 で、保存した電流データ I 及び電圧データ V を用いてインピーダンス算出の演算、つまり V/I の演算を行い、その結果を Z に保存する。

その後、ステップ S 6 で、CPU 53 はフラグ E が $E=0$ であるか判別し、その判別結果により、ステップ S 3 若しくはステップ S 9 に遷移する。

【0069】

つまり、ステップ S 6 での判断が YES であった場合、次のステップ S 7 で Z が閾値 A より大きいと判断する。そして、その判断結果によりステップ S 8 若しくはステップ S 3 に遷移する。

ステップ S 7 での判断が YES であった場合、ステップ S 8 では、フラグ E に 1 を代入する。

【0070】

ステップ S 7 での判断が NO であった場合は、ステップ S 3 に戻り、ステップ S 3 ~ S 7 までの処理を繰り返す。この処理を繰り返すことにより、演算で検出される駆動インピーダンスは大きくなり、閾値 A を越えることになる。そして、

この閾値Aを越えたことをステップS7で判別すると、ステップS8に移り、フラグEが1にセットされた後、ステップS3に戻る。

この場合にはステップS6において、 $E = 1$ であるので、ステップS9へ遷移することになる。

【0071】

ステップS9では、CPU53は演算により検出されたZが閾値Bより小さいか判断する。判断結果によりステップS3若しくはステップS10に遷移する。

本ステップS9は穿刺時に駆動インピーダンスZが上昇し、皮膚組織21を貫通した際に駆動インピーダンスZが一定値以下になったことを判断するようにしている。

ステップS9では、演算により検出されたZが閾値Bより大きい場合には、ステップS3に戻りステップS3～S6の処理を行い再びS9で判断する。

【0072】

判断結果により駆動インピーダンスZが閾値B以下になったことを判断すると、ステップS10に移り、このステップS10で、超音波出力を停止させる。そして次のステップS11で電源スイッチをOFFにする等して超音波による穿刺処置を終了する。

【0073】

従って、本実施の形態は以下の効果を有する。

本実施の形態は第1の実施の形態の効果に加えて、ソフトウェアで設計できる為、温度特性やバラツキに左右されない設計ができ、且つ定数の変更やデータ検出のタイミングなど設計に柔軟性を持たせることができる。

【0074】

また、出力する超音波エネルギーの大きさや穿刺用ハンドピースの形状によって閾値A、閾値Bの関係をある関数にあてはめた相関関係を持たせてもよく、また閾値を2個以上設けることによって更に様々な処置を実行できることは言うまでもない。

【0075】

次に図8により本実施の形態の第1変形例を説明する。図8は第1変形例の超

音波穿刺システム 1 C を示す。この超音波穿刺システム 1 C は図 2 の超音波穿刺システム 1 において、その電源装置 3（より厳密には図 6 の電源装置 3 B）に内蔵していたポンプ 2 4 を別体にして電源装置 6 1 とポンプ装置 6 2 とに分けた構成にしている。

【0076】

つまり、この電源装置 6 1 は図 2 に示すように電源装置 3 からポンプ 2 4 を削除した構成である。

また、ポンプ装置 6 2 は、電源装置 6 1 とは別体で流体を供給及び遮断するポンプ装置であり、このポンプ装置 6 2 は、ポンプ装置 6 2 の全体制御を司る制御手段 6 3 と流体の供給及び遮断を司るポンプ 2 4 を備えた構成である。

【0077】

また出力スイッチ 4 は、SW 信号を伝達可能となるよう 1 対のケーブル 6 4 a、6 4 b 及びその端部の各コネクタを介して電源装置 6 1 とポンプ装置 6 2（の制御手段 3 1、6 3）に接続される。

そして、出力スイッチが押下して ON にする事によって超音波穿刺用処置具 2 に対して電源装置 6 1 が超音波エネルギーを、ポンプ装置 6 2 が流体を供給する。その他は第 2 の実施の形態と同様の構成である。

【0078】

本変形例の作用効果は第 2 の実施の形態とほぼ同様である。

さらに本変形例の効果として、既に所有している（図 8 の構成の）電源装置 6 1 若しくはポンプ装置 6 2 により、対にして出力スイッチ 4 を追加する事で実現が可能となる。つまり、より柔軟に適用ができる。

【0079】

図 9 は第 1 変形例を変形した第 2 変形例の超音波穿刺システム 1 D を示す。

この超音波穿刺システム 1 D では、図 8 のように別体の電源装置 6 1 B とポンプ装置 6 2 B を有する。図 8 では出力スイッチ 4 から延出した 2 本のケーブル 6 4 a、6 4 b を電源装置 6 1 とポンプ装置 6 2 に接続していたが、本実施の形態では出力スイッチ 4 は 1 本のケーブル 6 4 a のみを電源装置 6 1 B の制御手段に接続すれば良い構成にしている。

【0080】

このため、本実施の形態では、制御手段31には通信手段66を設けている。なお、図9では制御手段31としてCPU53及び通信手段66のみを示しているが、図6のようにさらにROM54及びRAM55を有する。

【0081】

また、ポンプ装置62Bは制御手段63として、ポンプ24を制御するCPU67の他にメモリ68と、上記通信手段66と通信を行う通信手段69とを有し通信ケーブル70により、通信手段66、69は接続され、通信を行える構成にしている。

【0082】

このシステム1Dでは、電源装置61Bが超音波穿刺用処置具2に超音波出力する電気エネルギーを供給するタイミングに同期若しくは前後してポンプ装置62Bが流体を供給開始する信号を通信手段66及び通信手段69の送受信によって実現する。

なお、本システム1Dでは出力スイッチ4を電源装置61Bに接続しているが、ポンプ装置62Bに接続しても同様の機能を実現できる。

【0083】

通信の経路に関しては、ケーブル70による有線の信号伝送手段の他に、発光及び受光素子を用いた光学的な信号伝送手段、電波を放射及び受信する無線による信号伝送手段など、他の信号伝送手段を採用する形態でもよい。

【0084】

この第2変形例は以下の効果を有する。

上述した図8のシステム1Cとはほぼ同様の効果であるが、さらに本変形例によれば出力スイッチ4を両電源装置61とポンプ装置62ともに接続しなくても一方のみに接続することで、同様の機能を実現できることになり、より使い易いシステム構成を実現できる。

【0085】

(第3の実施の形態)

次に図10を参照して本発明の第3の実施の形態を説明する。図10は本発明

の第3の実施の形態の超音波穿刺システム1Eを示す。

この超音波穿刺システム1Eは、図8等のようにポンプ24を内蔵しない電源装置61Eを採用している。このため、本実施の形態では、例えば図2で示した(チューブ15を接続する)口金14を設けてないで、電氣的に絶縁性、つまり非導電性部材で形成された外套管10Bを採用した超音波穿刺用処置具2Bにしている。

【0086】

また、本実施の形態では、第1及び第2の実施の形態とは異なるインピーダンス検出手段71を採用している。

前述した実施の形態では、増幅器27と遮断スイッチ29との間にインピーダンス検出手段28を設けていたが、本実施の形態では図10に示すように異なる位置に設けている。

また、更に本実施の形態におけるインピーダンス検出手段71は、検出判断手段72と絶縁手段73とを備えて構成されている。

【0087】

絶縁手段73を形成する絶縁トランスの一端は、絶縁トランス30の一端に接続され、超音波穿刺用処置具2Bの超音波振動子6の一方の電極に接続され、かつその一方の電極は接続ライン74によりプローブ9と電氣的に接続されている。また、この絶縁手段73を形成する絶縁トランスの他端は、プローブ9の先端で穿刺の処置が行われる部位付近の皮膚組織21に取り付けた(貼り付けた)電極75に接続されている。

【0088】

前述した実施の形態ではポンプ24より流体が外套管10に供給され、プローブ先端部9aにて排出される為、体液や組織がプローブ9と外套管10の間に入り込まないように供給されていて、供給される流体としては非導電性液体及び気体を用いることが望まれ、この制約があったが、本実施の形態では上記のような構成とすることに流体を供給することを不用にして、穿刺の処置の際の穿刺処置の終了を精度良く検出できるようなインピーダンス検出手段71を形成している。

。

【0089】

なお、振動子収納部 7 の前端内側には体液等が侵入しないように O リング 7 6 等でシールされている。

その他の構成は上述した実施の形態と同様であり、同一の構成要素には同じ符号を付け、その説明を省略する。

【0090】

本実施の形態では上記のように流体を供給することを不用にしたインピーダンス検出手段 7 1 を形成していることが特徴となっている。

より具体的には、本実施の形態においてはインピーダンス検出手段 7 1 は、プローブ 9 と電極 7 5 との間のインピーダンスを検出している。この場合におけるプローブ 9 と電極 7 5 との間にはプローブ 9 の先端部 9 a で穿刺の処置がされるため先端部 9 a が接触される皮膚組織 2 1 が介在しており、プローブ 9 の先端部 9 a が皮膚組織 2 4 を突き抜けて（穿刺が行われた瞬間に皮膚組織 2 4 と）接触がなくなった時に非常に高いインピーダンスとなる。

【0091】

そのインピーダンスの変化を検出判断手段 7 2 にて捉え、制御手段 3 1 に超音波エネルギー遮断の為の信号を送信する作用を行うようにしている。

【0092】

図 1 1 は検出判断手段 7 2 の内部構成の一例を示す。

この検出判断手段 7 2 は、発振器 8 1、抵抗 8 2、整流平滑手段 8 3、比較器 8 4 及び基準電圧 8 5 にて構成されている。

【0093】

発振器 8 1 にて生成される交流波形はプローブ 9 と電極 7 5 との間のインピーダンスを経て絶縁手段 7 3 にて変換され、抵抗 8 2 と分圧される。分圧された交流信号は整流平滑手段 8 3 に伝達され、整流平滑された信号（j）となり、比較器 8 4 の一方の入力端に印加される。そして、この信号（j）は比較器 8 4 の他方の入力端に印加されている基準電圧 8 5 の電圧値と比較され、この比較器 8 4 から比較結果の信号（k）が出力される。

【0094】

図12は整流平滑回路83から比較器84への入力信号(j)と比較器84の出力信号(k)の動作波形を示している。

プローブ9と電極75との間のインピーダンスが(j)の実線のように変化し、穿刺が終了した時点で急激に非常に高い値に遷移する。それを基準電圧85にて実現する閾値Cと比較した結果、出力信号(k)のロジックはLロジックからHロジックに遷移し、このHロジックの信号を受けると制御手段31は発振器26の発振を停止させたり、遮断スイッチ29を開にして、超音波出力を停止する。

【0095】

また図示していないが、比較器84と基準電圧85をアナログデジタル変換するA/Dコンバータに置き換えることによって、制御手段31の受信手段がCPUのようなプログラマブルなデジタル手段であった場合にインターフェースとして都合がよいばかりでなく、検出したデジタルデータ処理を様々に変形できることは言うまでも無い。

【0096】

従って、本実施の形態は以下の効果を有する。

前述した実施の形態の効果に加えて、プローブ9を皮膚組織21に押し付ける力量変動かインピーダンスの検出結果に影響しない為、操作方法に影響なく穿刺を終了した事を精度良く検出できる。

【0097】

図13は第1変形例における超音波穿刺用処置具2Cを示し、この超音波穿刺用処置具2Cにより図10における超音波穿刺用処置具2Bと電極75の機能を備えた構成にしている。

【0098】

この超音波穿刺用処置具2Cは、図10における超音波穿刺用処置具2Bにおいて、非導電部材で形成した外套管10Bの代わりに、非導電部材で形成した円筒状の内筒86を内側に設けた導電性部材で形成され、電極87の機能を持つ外套管10Cとしている。つまり、プローブ9は、その外周に配置された導電性部材で形成された内筒86により電氣的に絶縁され、生体組織がプローブ9の外周

面に入り込んでも、インピーダンス検出に影響を及ぼさないようにして、精度よく穿刺の終了、つまり貫通状態を検出できる構成にしている。

そして、この電極 87 はケーブルを介して電源装置 61E の絶縁手段 73 に接続される。

【0099】

これによって電極 87 とプローブ 9 との間に皮膚組織 21 が存在しなくなった場合に穿刺が終了したことを判断でき、この判断を精度よく行える。

【0100】

本変形例は以下の効果を有する。

前述した実施の形態の効果に加えて、電極 87 が外套管 10 と一体化したことによって、配線がすっきりすると共に、電極を別途患者に貼る煩雑さがなくなる。

【0101】

更に電極 87 とプローブ 9 との実質距離が近づくことからインピーダンス検出にあたってインピーダンス検出手段から供給しなければならない電力を低減する事が可能になる。

【0102】

図 14 は第 3 の実施の形態の第 3 変形例の超音波穿刺システム 1F を示す。本システム 1F では流体を供給するポンプ 24 を内蔵した電源装置 61F と、これに対応して口金 14 を設けた外套管 10F を用いた超音波穿刺用処置具 2F を採用している。

【0103】

また、この電源装置 61F は図 10 の電源装置 61E において、ポンプ 24 を内蔵した構成にしている。そしてチューブ 15 を介して超音波穿刺用処置具 2F に流体を供給できるようにしている。

【0104】

つまり、本システム 1F は、図 10 のシステム 1E において、ポンプ 24 により流体を外套管 10F に供給し、プローブ 9 の先端部 9a にて排出されるようにし、これにより体液や組織がプローブ 9 と外套管 10F との間に入り込まないよ

うな構成にしている。この場合、供給される流体は非導電性液体及び気体が望ましい。

【0105】

インピーダンス検出は図10のシステム1Eと同様に、プローブ9と電極75との間のインピーダンスを検出して、プローブ9の先端部9aが突き抜け、皮膚組織21との接触がなくなった時に非常に高いインピーダンスとなることを検出する。

そして、インピーダンスの変化を検出判断手段72にて捉え、制御手段31に超音波出力の電気エネルギーを遮断する為の信号を送信する作用である。

【0106】

ここで重要なのは、穿刺中のプローブ9と皮膚組織21との接触による低いインピーダンスと比較し、穿刺終了時に十分高いインピーダンスとする為に、プローブ9と皮膚組織21が体液若しくは組織にて導通しないことが望まれる。

その為にはポンプ24にて流体を供給しフラッシュする必要がある。

【0107】

本実施の形態は以下の効果を有する。

前述した実施の形態の効果に加えて、穿刺中のプローブ9と皮膚組織21との接触による低いインピーダンスと比較し穿刺終了時に十分高いインピーダンスとすることを目的として、プローブ9と皮膚組織21が体液若しくは組織にて導通しない為に、更に精度良く穿刺を終了した事を検出できる。

【0108】

図15は図14の超音波穿刺システム1Fに使用されている超音波穿刺用処置具2Fの変形例の超音波穿刺用処置具2Gを示す。

この超音波穿刺用処置具2Gは図13に示した超音波穿刺用処置具2Cにおいて、口金14を設けた構造に対応する。

【0109】

具体的には、図14の超音波穿刺用処置具2Fにおいて、外套管10Fの代わりに非導電部材で形成した内筒86を内側に設けた導電性部材で形成され、電極87の機能を持つ外套管10Gとしている。

【0110】

そして、この電極 87 はケーブルを介して電源装置 61F の絶縁手段 73 に接続される。

【0111】

この構成により、電極 87 とプローブ 9 との間に皮膚組織 21 が存在しなくなった場合に穿刺が終了したと判断できる。

本変形例は前述した図 13 等と同様の効果を有する。

【0112】

なお、図 16 に示す超音波穿刺用処置具 2H のように、プローブ 9 と外套管 10 の間に円筒状（で保護部材として機能する）シース 91 を設け、このシース 91 の基端をコイルバネ 92 で前方（先端側）に突出させるように付勢し、通常はこのシース 91 の基端の例えばフランジ部 93 をロック部材 94 の爪部に係合させて突出しないようにロックすると共に、その基端に駆動部 95 を設けてロック機構を形成するようにしても良い。

【0113】

この超音波穿刺用処置具 2H はケーブル 96 により電源装置 97 に接続される。

【0114】

そして、上述した各実施の形態のように先端が尖った先端部 9a が腹壁等の皮膚組織 21 を貫通したことを電源装置 97 側でのインピーダンス検出回路でのインピーダンス変化により、検出した場合に駆動部 95 に（ロック解除の）信号を送り、駆動部 95 はロック機構を構成するロック部材 94 をモータで外側方向に移動させたり、回転して前方に移動させる等してシース 91 のフランジ部 93 と係合したロック状態を解放にする。

このロック機構の解放により、シース 91 はコイルバネ 92 の付勢力で 2 点鎖線で示すようにその先端がプローブ 9 の先端部 9a より前方に突出し、内部の臓器等にプローブ先端部 9a が接触等しないようにしても良い。

【0115】

なお、図 16 ではロック機構により、このロック機構を解除した場合にコイル

バネ 9 2 の付勢力でシース 9 1 を前方に（その先端がプローブ 9 の尖った先端より前方に）突出させるようにしているが、これに限定されるものでなく、例えばインピーダンス検出回路の出力で皮膚組織 2 1 を貫通した場合には電磁石に電流を流してプランジャを駆動し、このプランジャによりシース 9 1 を前方に突出させるようにしても良い。

なお、上述した各実施の形態等を部分的等で組み合わせて構成される実施の形態等も本発明に属する。

【0116】

[付記]

1. 超音波発生手段としての超音波振動子と収納したハンドピースと、
穿刺しようとする生体壁に超音波を伝達する穿刺用のプローブと、
プローブを覆い、ハンドピースに着脱自在な外套管と、
上記超音波振動子を駆動するエネルギーを供給する超音波電源装置とで構成される超音波穿刺システムにおいて、

上記超音波電源装置は超音波振動子へのエネルギー供給を停止する停止手段と、
生体壁にプローブを穿刺する際の穿刺状況を検出するインピーダンス検出手段とを有し、

プローブが生体壁を貫通したことを上記検出手段にて検出し、その検出出力により超音波振動子へのエネルギーの供給を停止することを特徴とする超音波穿刺システム。

【0117】

2. 外套管とプローブとの間には、プローブ基端部からプローブ先端部に開放される空間を有し、

超音波電源装置は上記空間に対して流体を供給する流体供給手段を有し、

プローブが生体壁を貫通したことを上記検出手段にて検出し、その検出出力により超音波振動子へのエネルギー供給を停止することを特徴とする付記 1 に記載する超音波穿刺システム。

【0118】

3. インピーダンス検出手段が、超音波振動子に供給されるエネルギーの電流成分

を検出する電流検出手段と、

上記エネルギーの電圧成分を検出する電圧検出手段と、

上記電流及び電圧検出手段の検出結果からインピーダンスを導き出す演算手段と、

演算手段の結果により、プローブが生体壁の貫通を判断する判断手段とからなることを特徴とする付記 1 に記載の超音波穿刺システム。

4. 上記電流検出手段と上記電圧検出手段には検出結果をデジタルデータに変換する A/D コンバーターが設けられている事を特徴とする上記付記 3 に記載の超音波穿刺システム。

【0119】

5. 超音波電源には第 1 の電極と

第 2 の電極が設けられ

上記電極の内、一方がプローブと導通するよう接続されており、

上記電極間のインピーダンスを変換し、インピーダンス検出手段にて検出した結果を判断する判別手段と、

からなることを特徴とする付記 1 に記載の超音波穿刺システム。

6. 上記外套管が非導電性部材と導電性部材にて構成されており、

非導電性部材は、上記外套管内空面のプローブと接触する面に配置されており

上記外套管の導電性部材には第 2 の電極が電氣的に接続される事を特徴とする付記 5 に記載の超音波穿刺システム。

【0120】

7. 振動子にエネルギー供給する手段と外套管とプローブ間の空間に流体を供給する流体供給手段が個別の装置であり、

各々の装置が連動して動作せしめる通信手段を有し、

上記通信手段を介して振動子にエネルギー供給に連動して流体供給手段が流体供給することを特徴とする付記 1 に記載の超音波穿刺システム。

【0121】

8. プローブと外套管との間にさらにシースを配置し、インピーダンス検出手段

によりプローブ先端部が生体壁を貫通したことを検出した出力により、シースの先端をプローブ先端部より前方に突出させる手段を設けたことを特徴とする付記 1 に記載の超音波穿刺システム。

【0122】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、精度良く穿刺状況を把握判断でき、穿刺処置に適した超音波穿刺システムを提供することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明の第1の実施の形態の超音波穿刺システムの全体構成を示す斜視図。

【図2】

図1の内部構成を示すブロック図。

【図3】

駆動インピーダンス検出回路の構成を示すブロック図。

【図4】

判別回路の内部構成を示す回路図。

【図5】

判別回路各部の波形によりその動作説明図。

【図6】

本発明の第2の実施の形態における電源装置内の主要部のブロック図。

【図7】

動作説明用のフローチャート図。

【図8】

第1変形例の超音波穿刺システムの構成図。

【図9】

第2変形例の超音波穿刺システムの構成図。

【図10】

本発明の第3の実施の形態の超音波穿刺システムの全体構成図。

【図11】

検出判断手段の内部構成を示す回路図。

【図 12】

検出判断手段による動作説明図。

【図 13】

第 1 変形例の超音波穿刺用処置具の構成図。

【図 14】

第 3 変形例の超音波穿刺システムの全体構成図。

【図 15】

第 3 変形例の超音波穿刺システムに使用される超音波穿刺用処置具の構成図。

【図 16】

ロック機構を設けた超音波穿刺用処置具の概略の構成図。

【図 17】

従来例による動作説明図。

【図 18】

従来例による動作説明図。

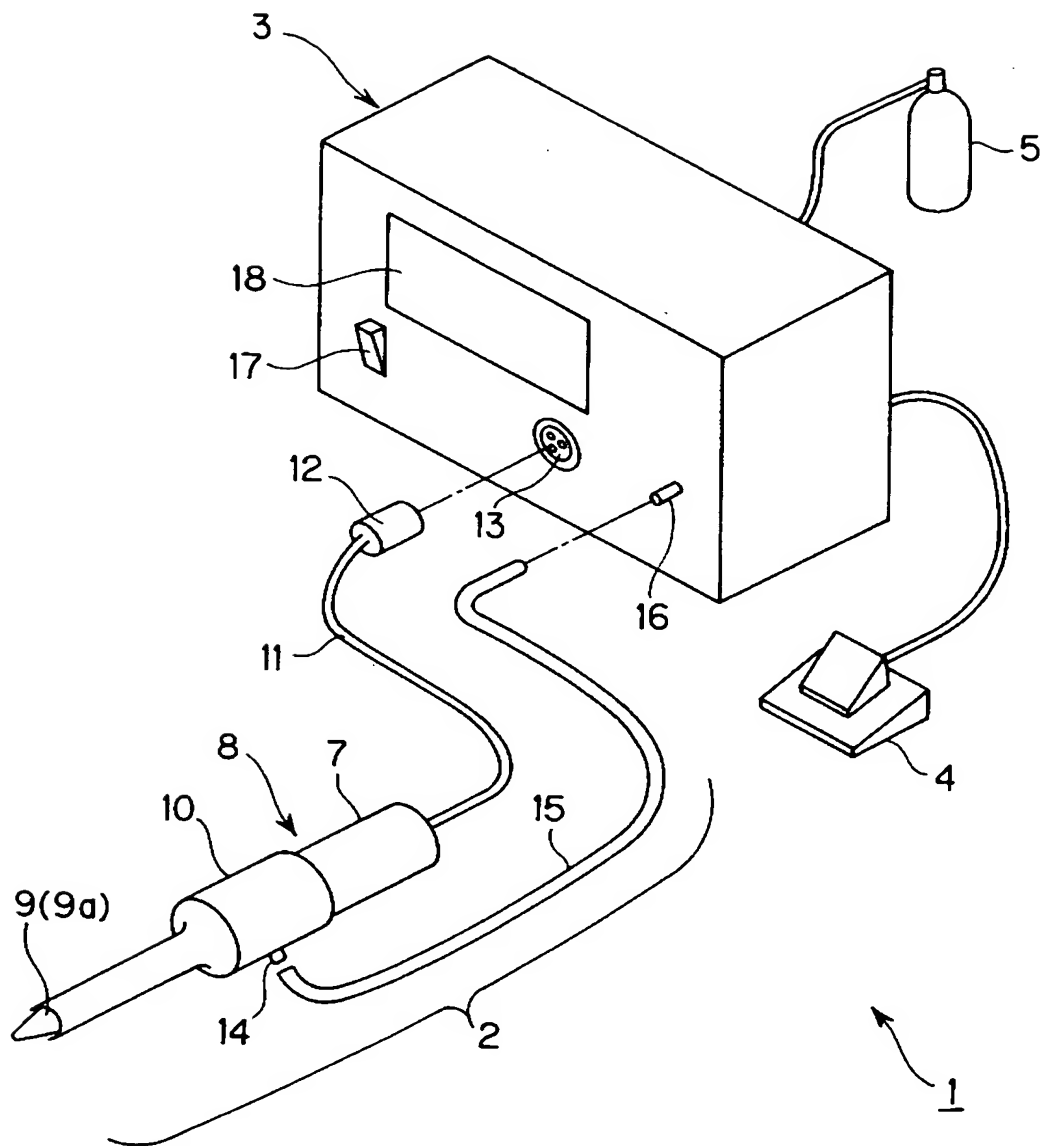
【符号の説明】

- 1…超音波穿刺システム
- 2…超音波穿刺用処理具
- 3…電源装置
- 4…出力スイッチ
- 5…流体タンク
- 6…超音波振動子
- 7…振動子収納部
- 8…ハンドピース
- 9…超音波プローブ
- 10…外套管
- 11…電気ケーブル
- 15…チューブ
- 21…皮膚組織

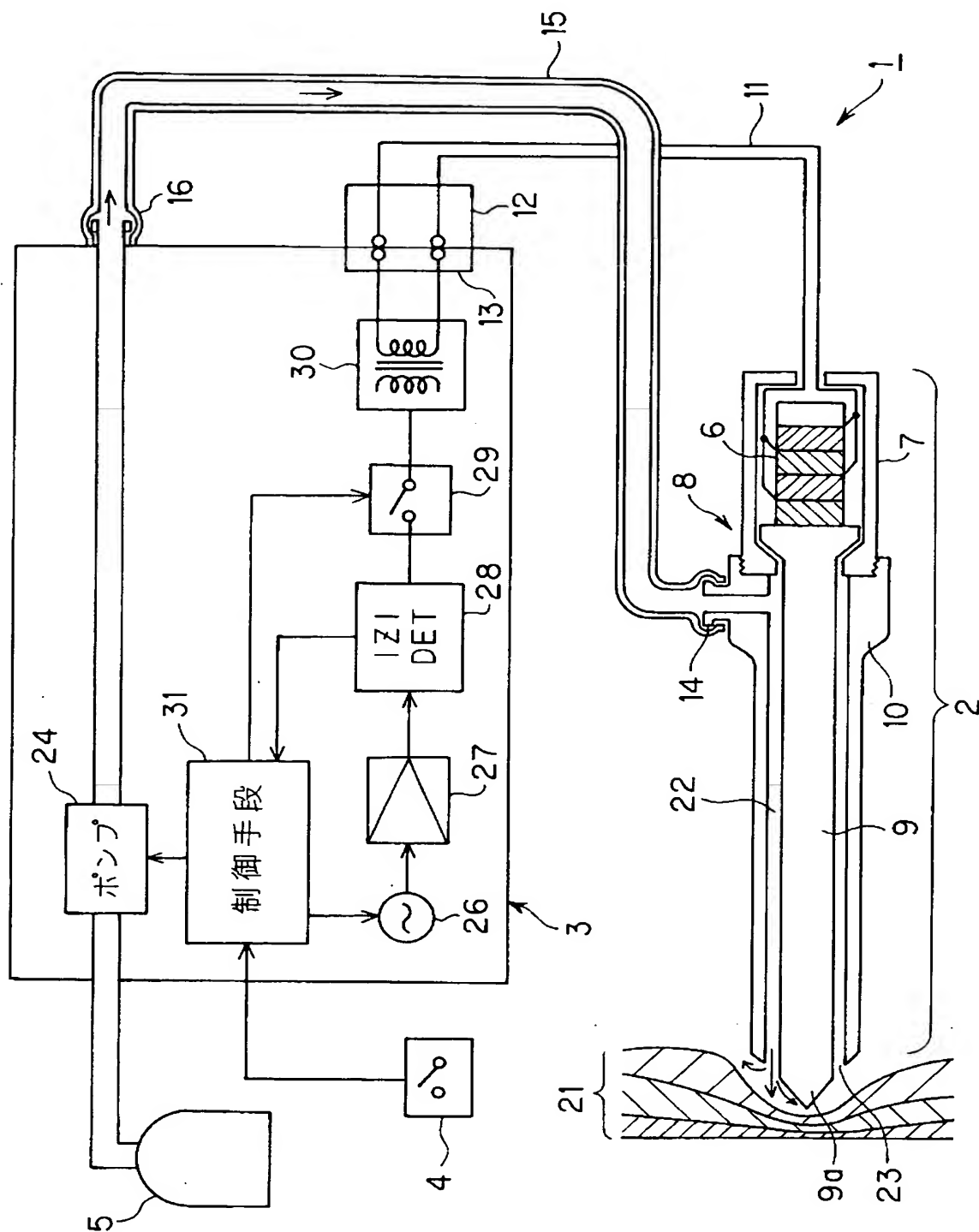
2 2 … 隙間
 2 3 … 開口
 2 4 … ポンプ
 2 6 … 発振器
 2 7 … 増幅器
 2 8 … 駆動インピーダンス検出回路
 2 9 … 遮断スイッチ
 3 0 … 絶縁トランス
 3 1 … 制御手段
 3 3 … 電流検出回路
 3 4 … 電圧検出回路
 3 5 … 割り算器
 3 6 … 判別回路
 4 1, 4 4 … 比較器
 4 3, 4 7 … ANDゲート
 5 0 … フリップフロップ
 代理人 弁理士 伊藤 進

【書類名】 図面

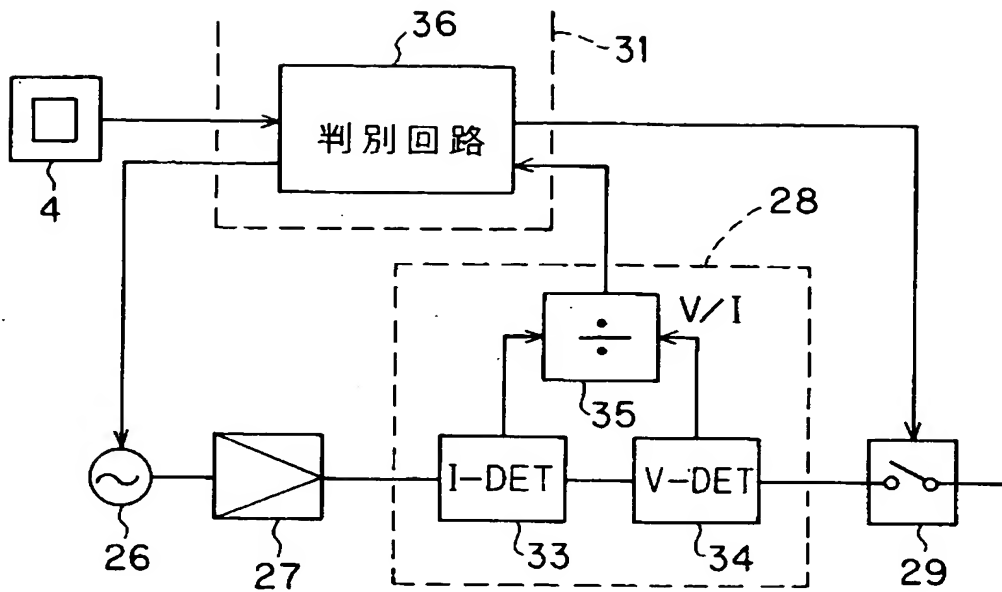
【図 1】



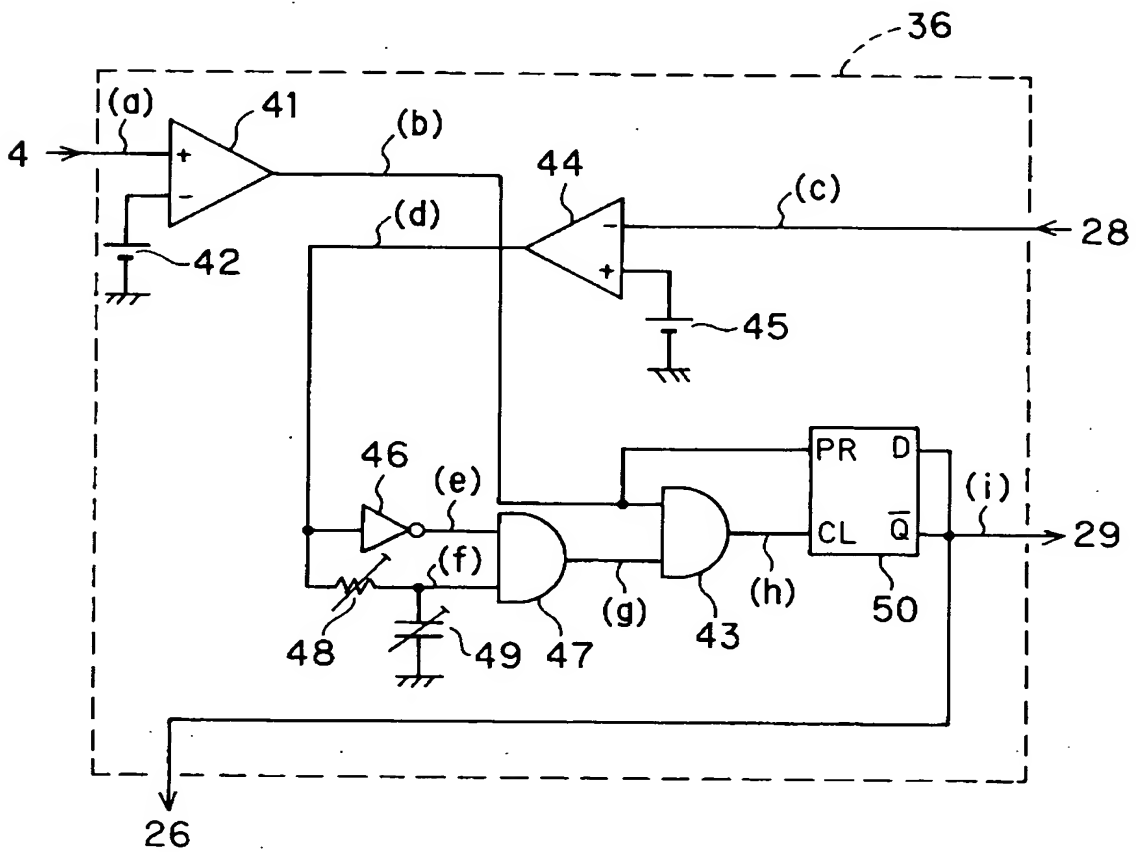
【図 2】



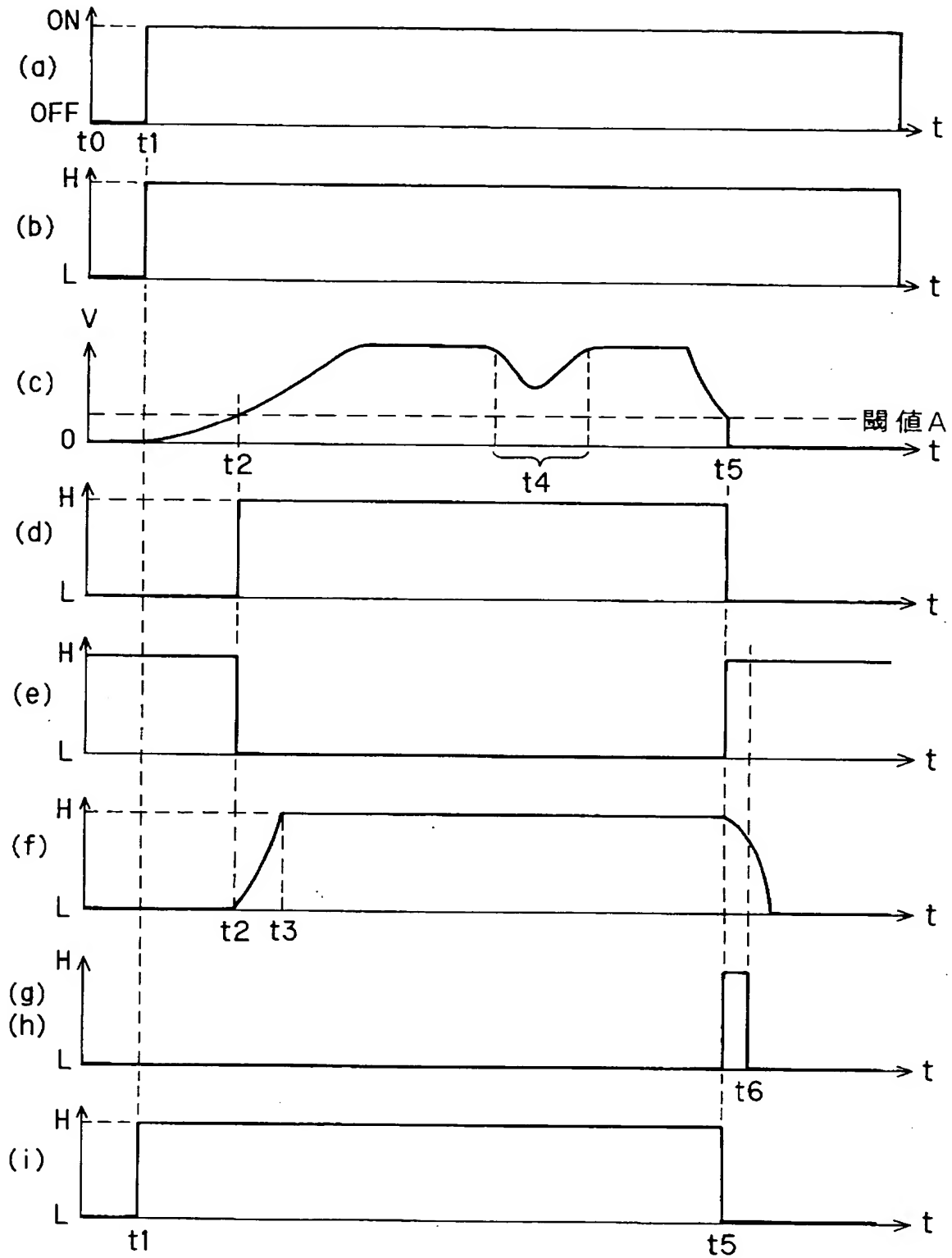
【図 3】



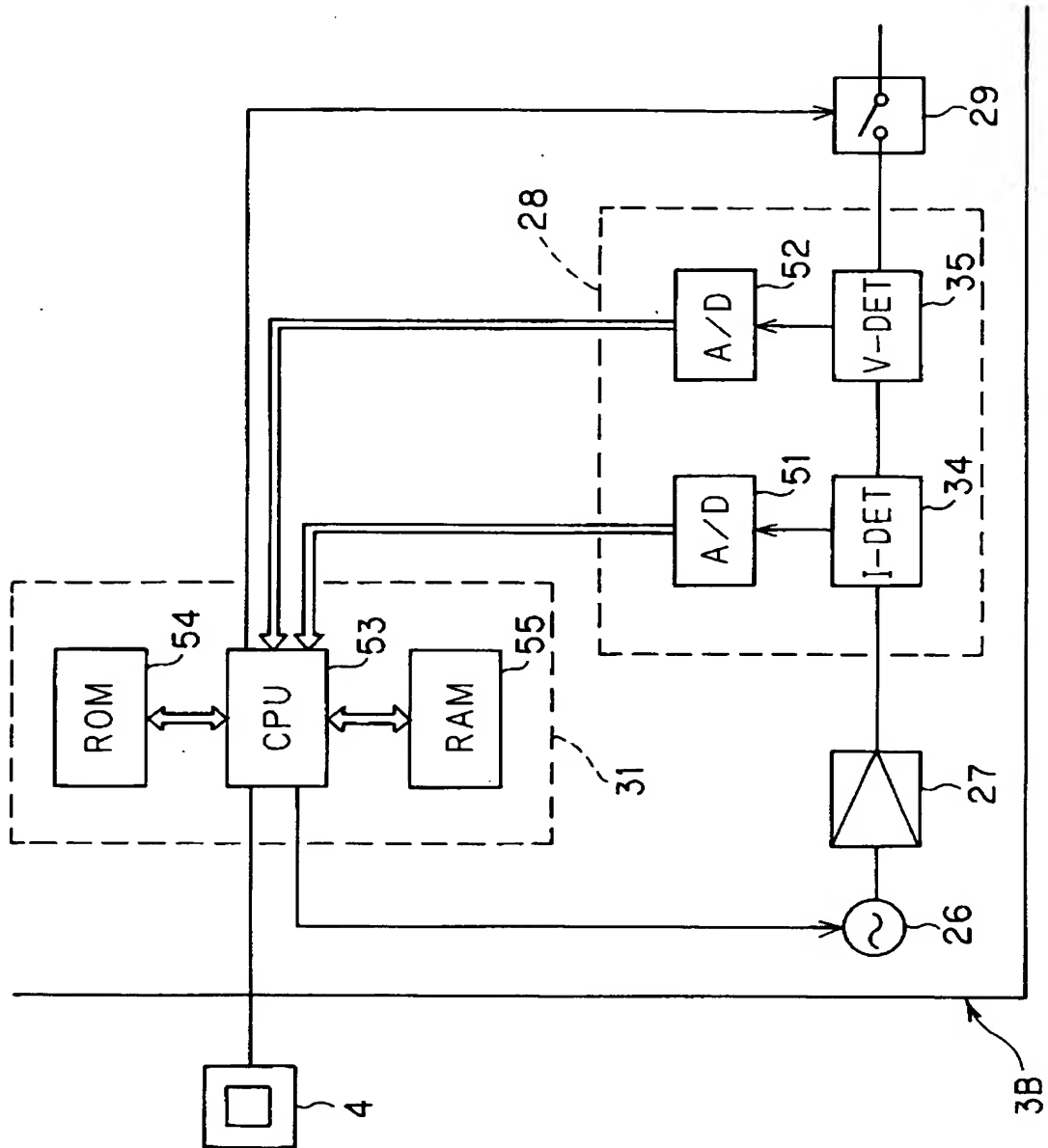
【図 4】



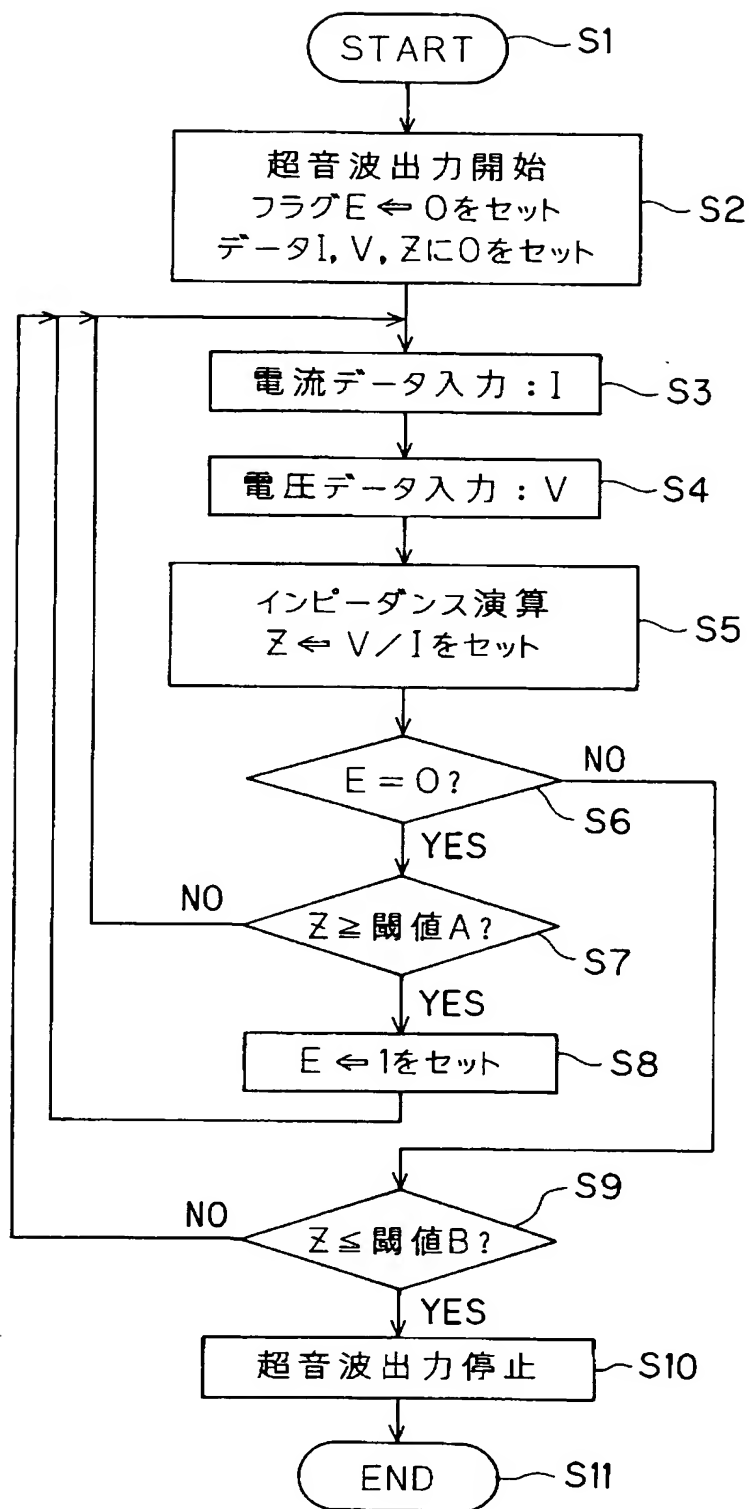
【図 5】



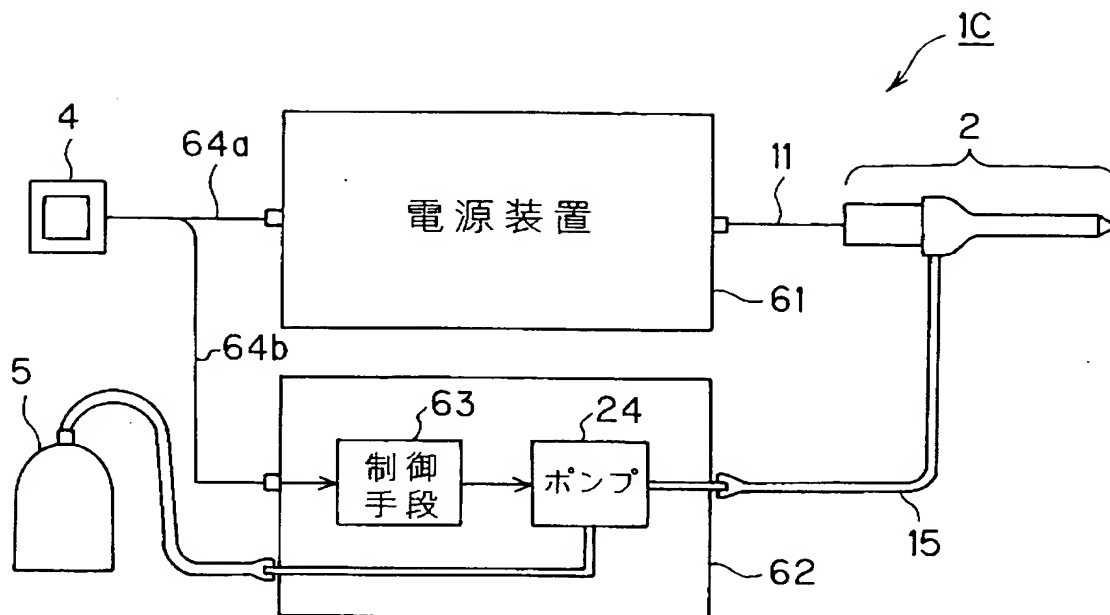
【図 6】



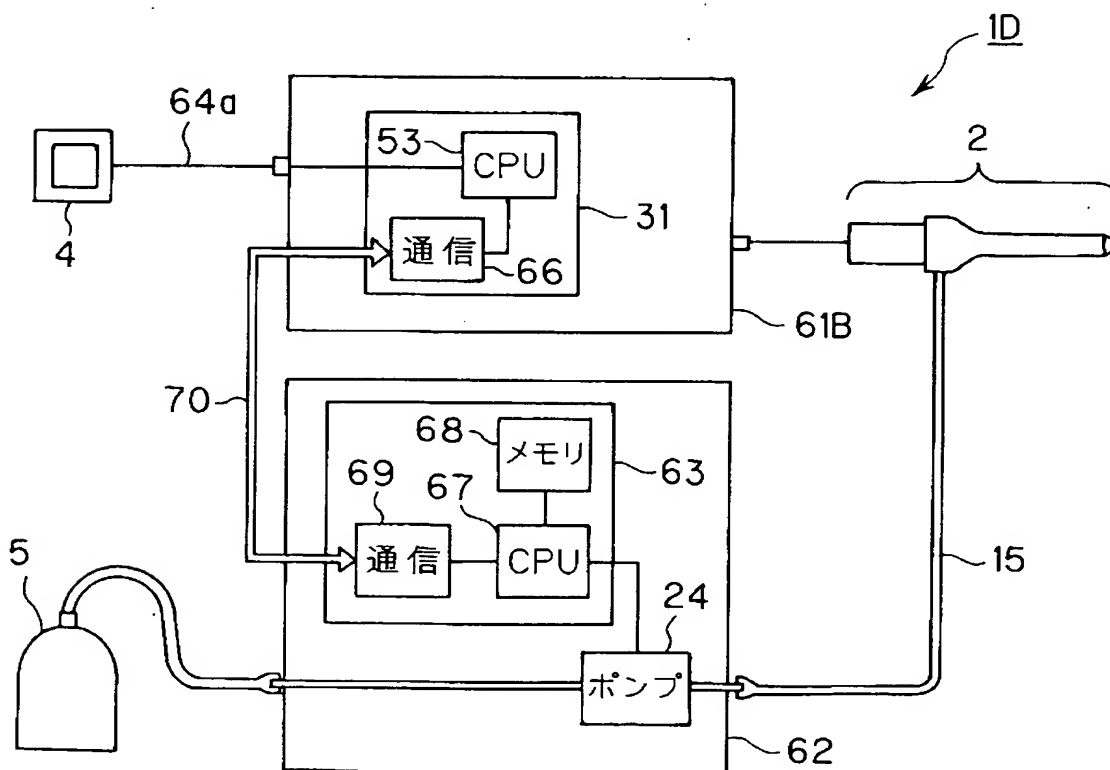
【図 7】



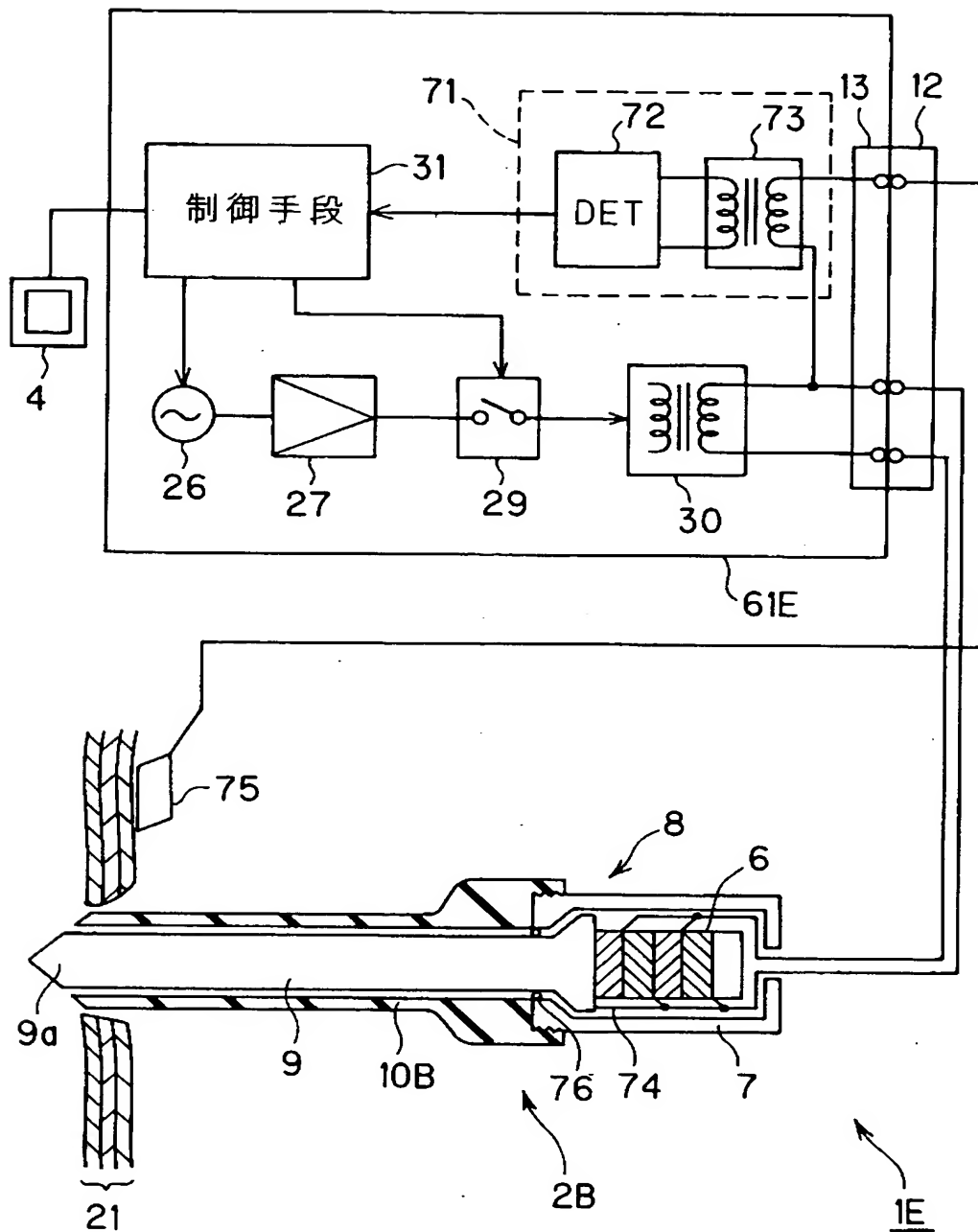
【図 8】



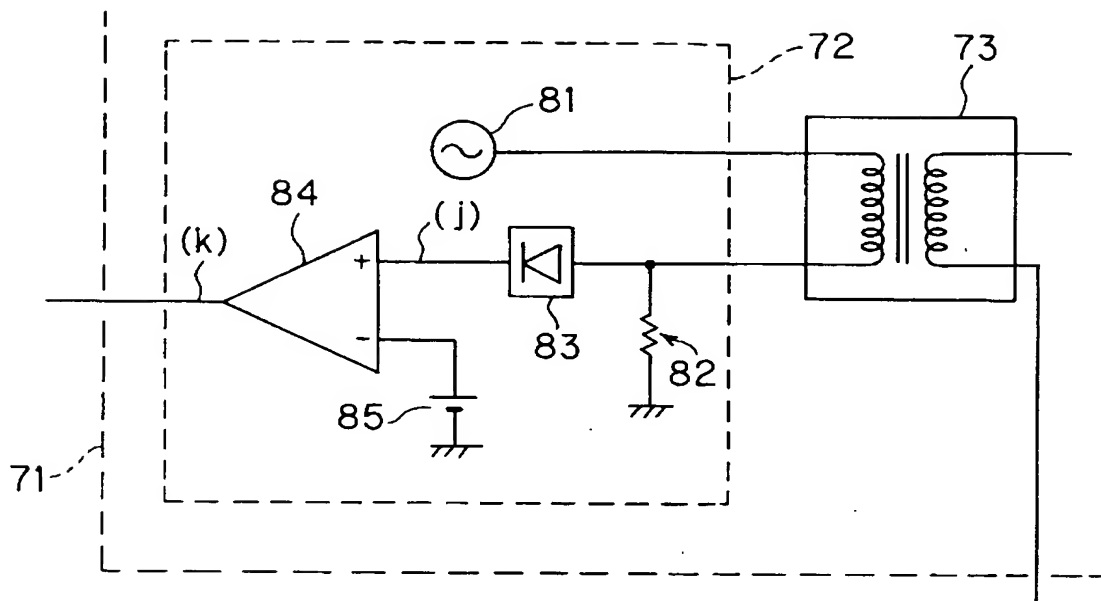
【図 9】



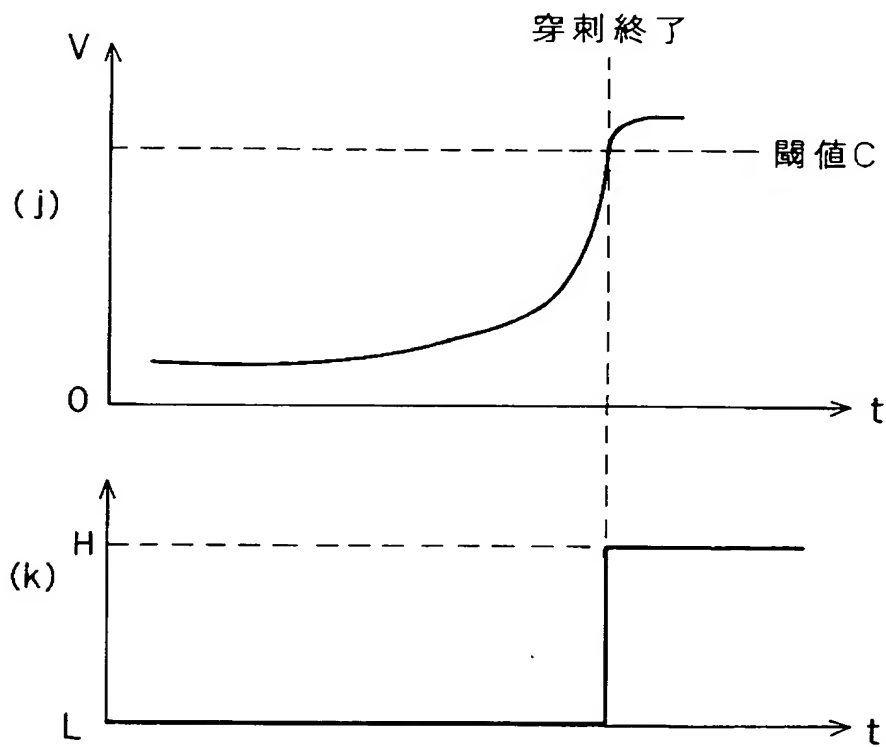
【図 10】



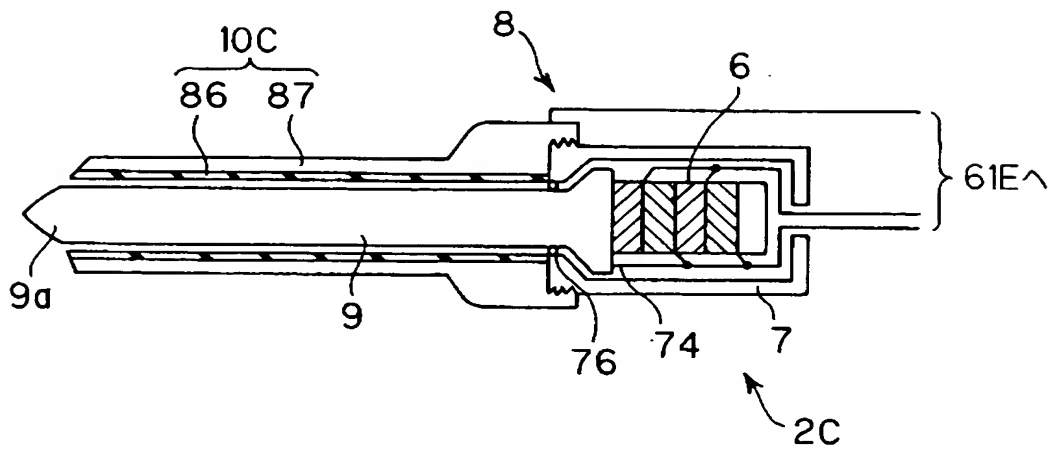
【図 11】



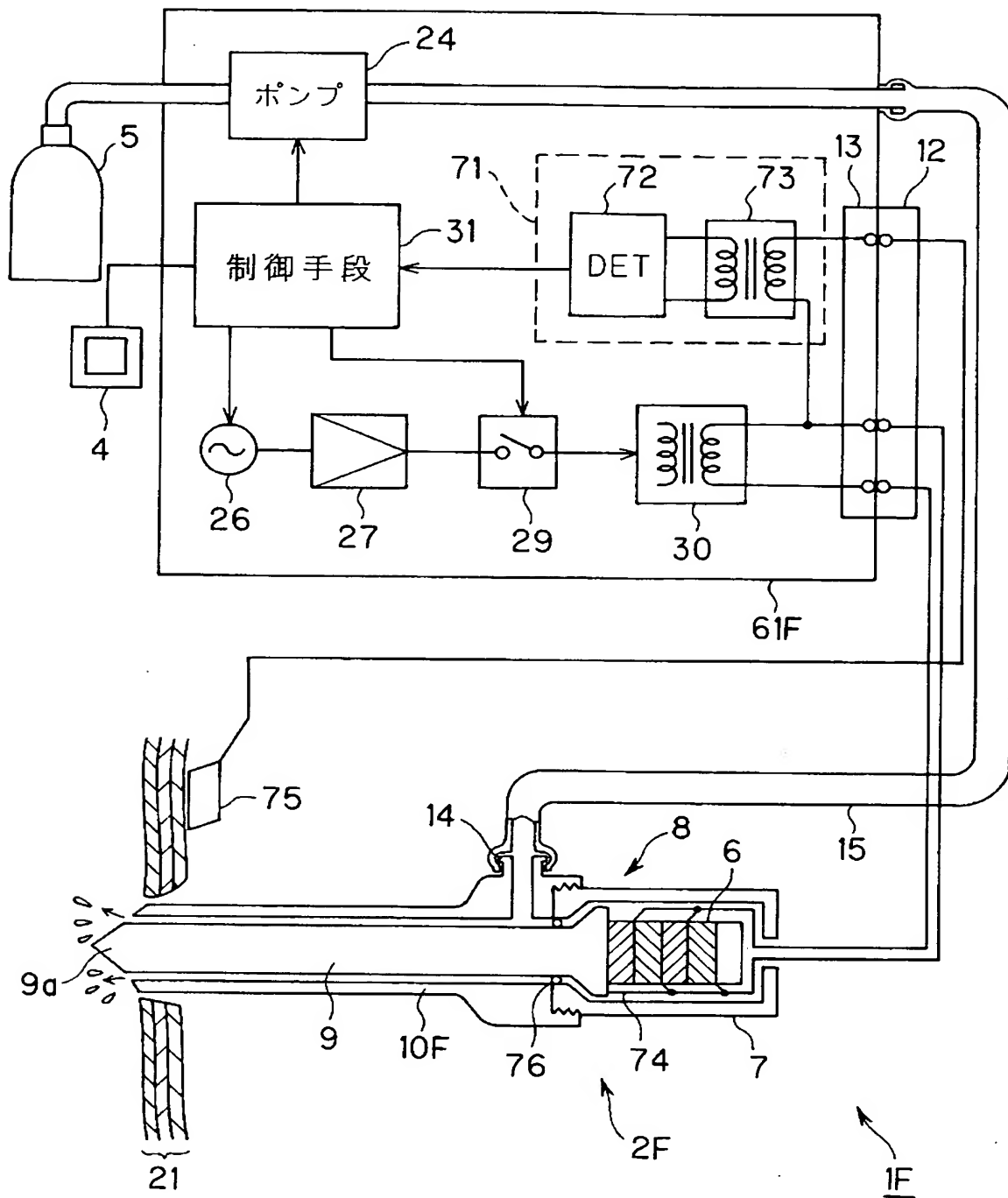
【図 12】



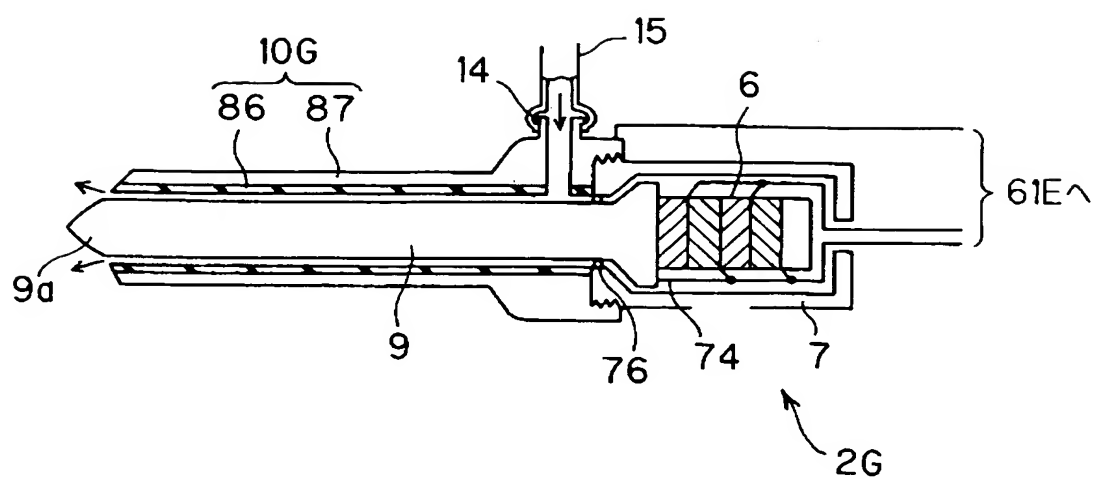
【図 13】



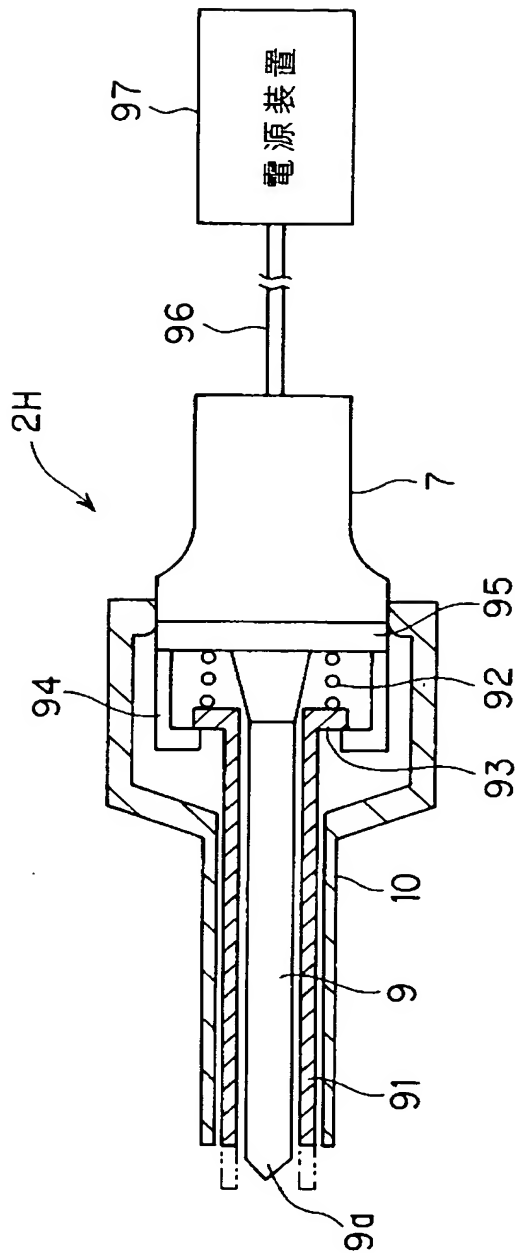
【図 14】



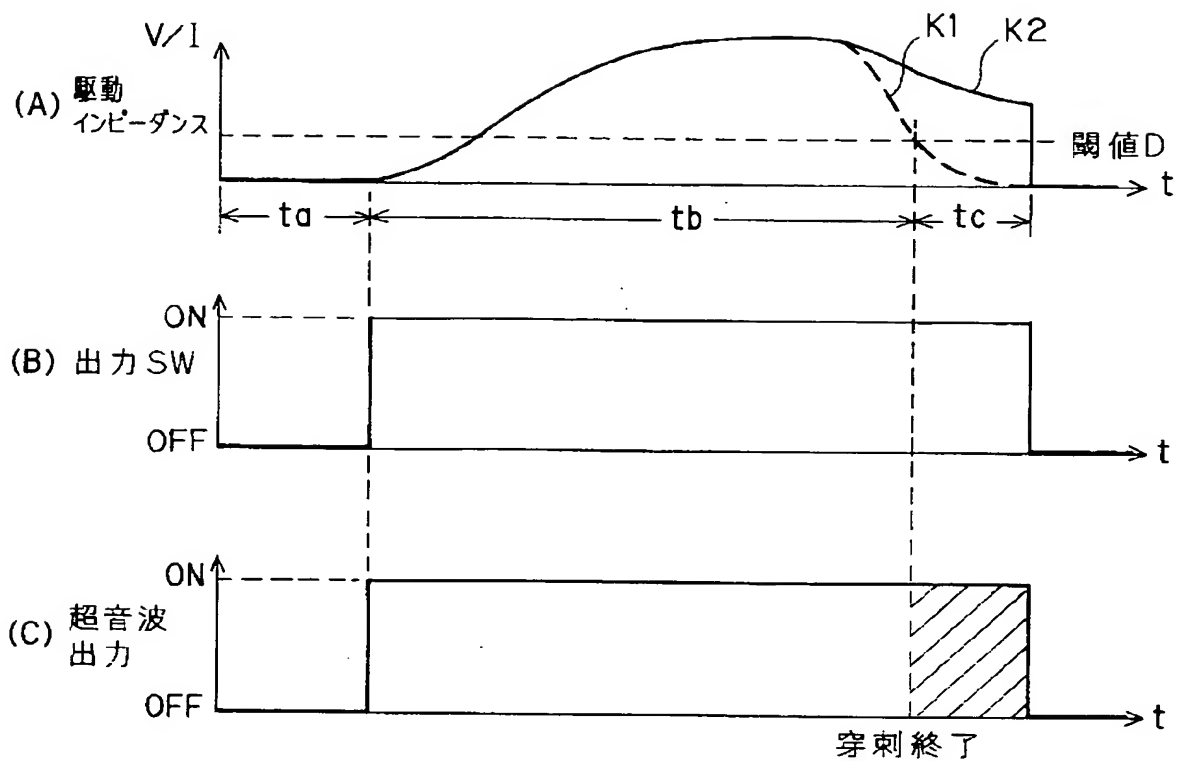
【図 15】



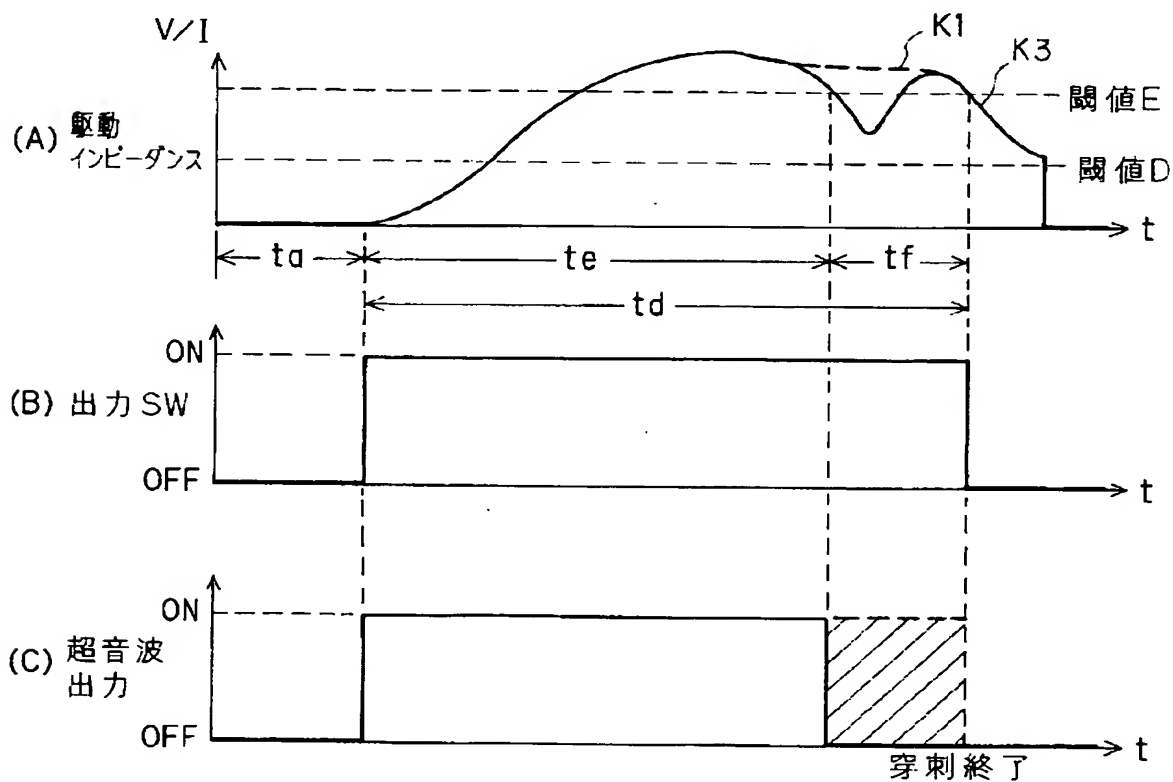
【図 16】



【図 17】



【図 18】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 穿刺状況を正確に把握できる超音波穿刺システムを提供すること。

【解決手段】 手元側のハンドピース 8 内に超音波振動子 6 を内蔵し、外套管 1 0 内に挿通されたプローブ 9 により超音波で伝達して先端部 9 a が押しつけられる皮膚組織 2 1 に穿刺孔を形成する際、電源装置 3 内には超音波振動子 6 に供給される電気エネルギーのインピーダンスを検出する駆動インピーダンス検出回路 2 8 により穿刺の終了を検出すると共に、その際外套管 1 0 とプローブ 9 との隙間 2 2 を経て先端の開口 2 3 に流体を供給し、開口 2 3 に体液等の侵入により穿刺の検出精度を低下させる要因を解消し、正確に穿刺状況を把握できるようにした。

【選択図】 図 2

特願 2003-062050

出願人履歴情報

識別番号

[000000376]

1. 変更年月日 1990年 8月20日
 [変更理由] 新規登録
 住 所 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 氏 名 オリンパス光学工業株式会社

2. 変更年月日 2003年10月 1日
 [変更理由] 名称変更
 住 所 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 氏 名 オリンパス株式会社